

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 経内視鏡的に使用でき、生体の処置対象部位に高周波電流を流すことによって処置対象部位を止血・凝固する内視鏡用高周波凝固装置において、経内視鏡的に体内に挿入可能で且つ先端で開口する通孔を有する長尺なカテーテルと、カテーテルの先端側に設けられた複数の電極とを備えた挿入部と、不活性ガスを挿入部の前記通孔内に供給するための不活性ガス供給装置と、電極に高周波電流を供給するための高周波電源装置と、挿入部の前記通孔に対する不活性ガスの供給および電極に対する高周波電流の供給を制御する制御手段とを備えた制御部と、を具備し、前記制御部は、前記複数の電極のうちの少なくとも一対の電極間で高周波電流を流すバイポーラモードと、挿入部の通孔内に不活性ガスを流しつつ生体に取り付けられた対極板と前記複数の電極のうちの少なくとも 1 つの電極との間で高周波電流を流すモノポーラモードとを有していることを特徴とする内視鏡用高周波凝固装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、経内視鏡的に使用され、出血部等の生体の処置対象部位に高周波電流（凝固電流）を流すことによって処置対象部位を止血・凝固する内視鏡用高周波凝固装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 出血部に高周波電流（凝固電流）を流すことによって止血を行なう内視鏡用高周波凝固装置は、特開平 9-164149 号公報や特開平 10-127658 号公報等に開示されている。

【0003】 特開平 9-164149 号公報に開示された装置は、イオン化可能なガス（アルゴン等の不活性ガス）を供給するためのガス供給手段と、HF 源と、HF 源からガス中に凝固電流を導く 1 つの電極エレメントとを備えたモノポーラ型の装置であり、ガス供給手段によって出血部に向けて噴射されたガスを媒体として凝固電流を出血部に流し、これによって、一度に広範囲の止血を行なうことができる。

【0004】 一方、特開平 10-127658 号公報に開示された装置は、電気絶縁性の挿入部本体（プローブ）と、この挿入部本体に設けられた 2 つの電極とを備えたバイポーラ型の装置であり、組織と接触する 2 つの電極間に高周波電流を通電することによって、電極間に位置する組織の止血・凝固を行なうことができる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、特開平 9-164149 号公報に開示されたモノポーラ型の装置は、アルゴン・ビーム・コアギュレータ（ABC）として特に広範囲の止血に有用であるが、組織と非接触な状態で止血を行なうため、所望の出血部位に凝固電流を集

中させることが難しく、局所的な出血部の止血には適していない。

【0006】 一方、特開平 10-127658 号公報に開示されたバイポーラ型の装置は、バイポーラ・コアギュレータとして特に局所的な出血部の止血に有用であるが、組織と接触した状態で止血を行なうため、一度に止血できる範囲が小さく、広範囲の止血を行なう場合には、プローブを止血範囲全体にわたって動かす必要があり、処置時間が長くなるといった問題がある。

10 【0007】 本発明は前記事情に着目してなされたものであり、その目的とするところは、局所的な止血・凝固のみならず、一度に広範囲の止血・凝固をも行なうことができる内視鏡用高周波凝固装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】 前記課題を解決するために、本発明は、経内視鏡的に使用でき、生体の処置対象部位に高周波電流を流すことによって処置対象部位を止血・凝固する内視鏡用高周波凝固装置において、経内視鏡的に体内に挿入可能で且つ先端で開口する通孔を有する長尺なカテーテルと、カテーテルの先端側に設けられた複数の電極とを備えた挿入部と、不活性ガスを挿入部の前記通孔内に供給するための不活性ガス供給装置と、電極に高周波電流を供給するための高周波電源装置と、挿入部の前記通孔に対する不活性ガスの供給および電極に対する高周波電流の供給を制御する制御手段とを備えた制御部とを具備し、前記制御部は、前記複数の電極のうちの少なくとも一対の電極間で高周波電流を流すバイポーラモードと、挿入部の通孔内に不活性ガスを流しつつ生体に取り付けられた対極板と前記複数の電極のうちの少なくとも 1 つの電極との間で高周波電流を流すモノポーラモードとを有していることを特徴とする。

【0009】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について説明する。図 1～図 6 は本発明の第 1 の実施形態を示している。図 1 に示されるように、本実施形態の内視鏡用高周波凝固装置 1 は、体内に挿入される挿入部 2 と、挿入部 2 の基端に接続される操作部（制御部）3 とから成る。

40 【0010】 挿入部 2 は、長尺なマルチルーメン構造のカテーテル 5 から成る。カテーテル 5 は、PTFE 等の可撓性樹脂によって形成され、図 2 に詳しく示されるように 5 つのルーメン 6 a～6 e を有する。また、カテーテル 5 は、その先端面 5 a が半球面状に形成されるとともに、その外径と長さなどが内視鏡（図示せず）の鉗子チャンネル内に挿通可能な寸法に設定されている。

50 【0011】 図 2 に示されるように、カテーテル 5 の軸心部には、カテーテル 5 の長手方向に沿って貫通して延びる大径の中央ルーメン 6 a が形成されている。この中央ルーメン 6 a は、不活性ガス（本実施形態ではアルゴ

ンガス)を流すためのガスルーメンとして使用される。また、ガスルーメン6aの周囲には、カテーテル5の長手方向に沿って貫通して延びる小径の4つのルーメン6b~6eが形成されている。この場合、4つのルーメン6b~6eは、ガスルーメン6aの中心軸を中心として周方向に互いに90度の角度間隔をもって配置されている。なお、各ルーメン6b~6eは、高周波電極7, 8, 9, 10が挿通配置される電極用ルーメンとして使用される。

【0012】各高周波電極7, 8, 9, 10は、電極用ルーメン7, 8, 9, 10内に圧入もしくは接着によって固定されている。この場合、各高周波電極7, 8, 9, 10の先端面は、カテーテル5の先端面5aと略同一の半球面状に形成されており、カテーテル5の先端面5aと面一もしくは先端面5aから若干突出して位置されている。また、各高周波電極7, 8, 9, 10の基端面は、カテーテル5の基端面で露出している。

【0013】なお、ガスルーメン6aの基端側は、高周波電極7, 8, 9, 10と干渉しないようにカテーテル5の軸心部から側方に向かって延び、カテーテル5の側部に突出形成された口金5bの開口部11で開口している。

【0014】一方、操作部3は、アルゴンガスを供給するためのアルゴンガス供給装置13と、高周波電流を発生するための高周波発生装置14と、3つの電気接点18, 19, 20と、これら電気接点18, 19, 20同士の接続状態を切り換えるための切換スイッチ15とを備えている。

【0015】アルゴンガス供給装置13は、第1および第2のガス供給管29, 30を介して、挿入部2の基端部に形成された口金5bの開口部11に接続されている。第1のガス供給管29と第2のガス供給管30との間には電磁弁12が介挿されている。この電磁弁12は、通電されていない状態で閉位置（この閉位置では、管路29, 30同士の接続を遮断する）に保持される「ノーマル・クローズ」タイプのものである。

【0016】高周波発生装置14は、絶縁被覆された電線25を介して、カテーテル5の基端面で露出した高周波電極7, 8の基端に電気的に接続されている。第1の電気接点18は、絶縁被覆された電線26を介して、カテーテル5の基端面で露出した高周波電極9, 10の基端に電気的に接続されている。第2の電気接点19は、電線27を介して、金属製のPプレート（対極板）28に接続されている。Pプレート28は、その金属部が人体4に接触するように、粘着テープなどによって人体4に接着される。また、第3の電気接点20は、電源21および電線23を介して、電磁弁12のマイナス極側に接続されている。

【0017】電気接点18, 19, 20同士の接続状態を切り換える切換スイッチ15は、回転式のスイッチと

して構成されており、第1および第2の電気接点18, 19と接触可能な第1の切片16と、第3の電気接点20と接触可能な第2の切片17とを有している。すなわち、切換スイッチ15は、第1および第2の切片16, 17がいずれの電気接点18, 19, 20とも接触しない中立位置（図1参照）と、第1の切片16が第2の電気接点19に接触するとともに第2の切片17が第3の電気接点20に接触する第1の接続位置（図4参照）と、第1の切片16が第1の電気接点18に接触するとともに第2の切片17が第3の電気接点20と非接触の状態に保持される第2の接続位置（図6参照）との間で回転できる。また、第1の切片16は電線24を介して高周波発生装置14に電気的に接続されている。また、第2の切片17は、電線22を介して、電磁弁12のプラス極側に接続されている。

【0018】また、カテーテル5の基端部には、図示しない送水管路と排煙管路とがガスルーメン6aと連通するように接続されている。したがって、必要に応じて、液体を送水管路とガスルーメン6aとを通じてカテーテル5の先端から放出することができ、また、カテーテル5の先端からガスルーメン6aと排煙管路とを通じて煙を吸引することができる。無論、ガスルーメン6aを通じて送水・排煙することなく、送水管路または排煙管路と接続される別個の送水路または排煙路（ルーメン）をカテーテル5に形成し、送水路または排煙路を通じて液体の送水または煙の吸引を行なうようにしても良い。

【0019】次に、上記構成の内視鏡用高周波凝固装置1を用いて出血部位の止血を行なう場合について説明する。内視鏡用高周波凝固装置1を用いて広範囲の止血・凝固を行なう場合には、図3に示されるように、Pプレート28を人体4に接触させるとともにカテーテル5の先端を人体4の出血部位に一定の距離をもって対向させた状態で、切換スイッチ15を図1に示される中立位置から図4に示される第1の接続位置へと反時計回りに回転させる。これにより、高周波凝固装置1は、第1の切片16が第2の電気接点19に接触するとともに第2の切片17が第3の電気接点20に接触するモノポーラモードにセットされる（アルゴン・ビーム・コアギュレクタとして機能する）。

【0020】このモノポーラモードでは、人体4に接触して配置されたPプレート28が電線24, 27と切片16とを介して高周波発生装置14に接続される。すなわち、高周波発生装置14からの高周波電流を高周波電極7, 8とPプレート28との間で通電し得る状態となる。また、このモノポーラモードでは、電磁弁12が電線22, 23と切片17とを介して電源21に接続される。すなわち、電磁弁12に電流が流れて、電磁弁12が開かれ、アルゴンガス供給装置13からのアルゴンガスをガス供給管29, 30を通じてカテーテル5側に供給し得る状態となる。

【0021】したがって、このモノポーラモードで、アルゴンガス供給装置 13 および高周波発生装置 14 が作動されると、図 3 に示されるように、アルゴンガス供給装置 13 からのアルゴンガスがガス供給管 29, 30 を介してガスルーメン 6 内に流入してカテーテル 5 の先端から人体 4 の出血部位に向けて噴射されるとともに、高周波発生装置 14 から高周波電流（凝固電流）が高周波電極 7, 8 からアルゴンガス 31 を媒体として人体 4 の出血部（ひいては P ブレート 28 側）へと流れる。すなわち、一度に広範囲の止血が可能となる。

【0022】一方、内視鏡用高周波凝固装置 1 を用いて局所的な止血・凝固を行なう場合には、図 5 に示されるように、カテーテル 5 の先端（正確にはカテーテル 5 の先端で露出する電極 7, 8, 9, 10）を人体 4 の出血部位に接触させた状態で、切換スイッチ 15 を図 1 に示される中立位置から図 6 に示される第 2 の接続位置へと時計回りに回転させる。これにより、高周波凝固装置 1 は、第 1 の切片 16 が第 1 の電気接点 18 に接触するとともに第 2 の切片 17 が第 3 の電気接点 20 と非接触の状態に保持されるバイポーラモードにセットされる（バイポーラ・コアギュレータとして機能する）。

【0023】このバイポーラモードでは、高周波電極 9, 10 が電線 24 と切片 16 とを介して高周波発生装置 14 に接続される。すなわち、高周波発生装置 14 からの高周波電流を高周波電極 7, 8 と高周波電極 9, 10 との間で通電し得る状態となる。また、このバイポーラモードでは、電磁弁 12 と電源 21 との電気的接続が遮断される。すなわち、電磁弁 12 が閉じられ、アルゴンガス供給装置 13 からのアルゴンガスをガス供給管 29, 30 を通じてカテーテル 5 側に供給できない状態となる。

【0024】したがって、このバイポーラモードで、高周波発生装置 14 が作動されると、図 5 に示されるように、高周波発生装置 14 からの高周波電流（凝固電流）が高周波電極 7, 8（9, 10）から人体 4 の出血部を介して高周波電極 9, 10（7, 8）へと流れる。すなわち、カテーテル 5 と接触する組織の止血・凝固を局所的に行なうことができる。

【0025】なお、以上説明した各モードによる止血処置中において、出血部位が確認しづらい場合には、送水管路を通じて出血部位に送水して血液を一時的に洗い流すようにする。また、高周波処置中に発生する煙によって視野が妨げられた場合には、排煙管路を通じて煙を体外に吸引排出する。

【0026】以上説明したように、本実施形態の内視鏡用高周波凝固装置 1 は、一度に広範囲の止血・凝固を行なうことができるモノポーラモードと、局所的な止血・凝固を行なうことができるバイポーラモードとを有している。すなわち、それ 1 つで、局所的な止血・凝固のみならず、一度に広範囲の止血・凝固をも行なうことが

できる。したがって、様々な出血状況に迅速に対応でき、止血や組織の焼灼を効率良く行なうことができる。

【0027】また、本実施形態の内視鏡用高周波凝固装置 1 は、切換スイッチ 15 によって各モードの切換えを行なうことができるため、処置の簡易化および処置時間の短縮を図ることができる。

【0028】図 7～図 13 は本発明の第 2 の実施形態を示している。なお、本実施形態において第 1 の実施形態と同一の構成部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。

【0029】図 7 および図 8 に示されるように、本実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置 1A の挿入部 2 を構成するカテーテル 5 は、3 つのルーメン 6a, 6f, 6g を有している。具体的には、カテーテル 5 の軸心部に、カテーテル 5 の長手方向に沿って貫通して延びる大径の中央ルーメン 6a が形成されている。この中央ルーメン 6a は、主に、不活性ガス（本実施形態ではアルゴンガス）を流すためのガスルーメンとして使用される。ガスルーメン 6a 内には、高周波電極 114 が挿通されている。高周波電極 114 は、先端側をバネ形状にさせて、ガスルーメン 6a の内面に固定されることで、ガスルーメン 6a の軸心部に位置し、高周波電極 114 の先端はカテーテル 5 の先端から突出しない位置に配置されている。また、高周波電極 114 の基端側は、ガスルーメン 6a の基端部に設けられたガス漏れ防止用のパッキン 118 に固定され、高周波電極 114 の基端側がパッキン 118 を通じてカテーテル 5 の基端面から突出して露出されるように配置されている。

【0030】また、ガスルーメン 6a の周囲には、カテーテル 5 の長手方向に沿って延びる小径の 2 つのルーメン 6f, 6g が形成されている。この場合、2 つのルーメン 6f, 6g は、ガスルーメン 6a の中心軸を中心として周方向に互いに 180 度の角度間隔をもって配置されており、その先端側がカテーテル 5 の側面で開口している。なお、これら 2 つのルーメン 6f, 6g は、高周波電極 103, 104 が挿通配置される電極用ルーメンとして使用される。

【0031】各高周波電極 103, 104 は、電極用ルーメン 6f, 6g 内に圧入もしくは接着によって固定されている。各高周波電極 103, 104 の基端は、カテーテル 5 の基端面から突出して露出している。また、各高周波電極 103, 104 の先端部は、カテーテル 5 の先端側外周面に取り付けられた円筒形の電極 101, 102 にそれぞれ接続されている。円筒形の電極 101, 102 は、カテーテル 5 の長手方向に沿って互いに所定距離だけ離間した状態で配置されており、カテーテル 5 の外周面と面一もしくは図示のようにカテーテル 5 の外周面から若干突出した状態で固定されている。なお、電極 101, 102 は、円筒形に限らず、例えば図 13 に示されるようにカテーテル 5 の長手方向に沿って延びる

帯状のものであっても良い。この場合、帯状の電極101, 102はカテーテル5の周方向に沿って均等に複数設けられる。

【0032】なお、ガスルーメン6aの基端側は、第1の実施形態と同様、高周波電極101, 102と干渉しないようにカテーテル5の軸心部から側方に向かって延び、カテーテル5の側部に突出形成された口金5bの開口部11で開口している。

【0033】一方、操作部3は、アルゴンガス供給装置13と、高周波発生装置14と、4つの電気接点105, 106, 107, 108と、これら電気接点105, 106, 107, 108同士の接続状態を切り換えるための切換スイッチ113とを備えている。

【0034】アルゴンガス供給装置13は、第1および第2のガス供給管115, 116を介して、挿入部2の基端部に形成された口金5bの開口部11に接続されている。第1のガス供給管115と第2のガス供給管116との間には閉位置と開位置との間で移動可能な弁100が介挿されている。この弁100は、切換スイッチ113が後述する中立位置(図7参照)および第2の接

続位置(図12参照)に位置された状態で管路115, 116同士の接続を遮断する(閉位置に位置する)ように配置されている。

【0035】第1の電気接点105は、カテーテル5の基端面で露出した高周波電極103の基端と電気的に接続されている。第2の電気接点106は、カテーテル5の基端面で露出した高周波電極114の基端と電気的に接続されている。第3の電気接点107は、カテーテル5の基端面で露出した高周波電極104の基端と電気的に接続されている。第4の電気接点108は、電線27

を介して、金属製のPプレート(対極板)28に接続されている。Pプレート28は、その金属部が人体4に接触するように、粘着テープなどによって人体4に接着される。

【0036】電気接点105, 106, 107, 108同士の接続状態を切り換える切換スイッチ113は、スライド式のスイッチとして構成されており、接点109を中心として回動して第1および第2の電気接点105, 106と接触可能な第1の切片111と、接点110を中心として回動して第3および第4の電気接点107, 108と接触可能な第2の切片112と、弁100と各切片111, 112とを連結して切片111, 112の回動動作を弁100の開閉動作に変換する電気絶縁性のスライド操作部130とによって構成されている。すなわち、切換スイッチ113(スライド操作部130)は、第1および第2の切片111, 112がいずれの電気接点105, 106, 107, 108とも接触しない中立位置(図7参照)と、第1の切片111が第2の電気接点106に接触するとともに第2の切片112が第4の電気接点108に接触する第1の接続位置(図

10参照)と、第1の切片111が第1の電気接点105に接触するとともに第2の切片112が第3の電気接点107に接触する第2の接続位置(図12参照)との間でスライドできる。なお、第1および第2の切片111, 112はそれぞれ接点109, 110を介して高周波発生装置14に電気的に接続されている。

【0037】また、カテーテル5の基端部には、図示しない送水管路と排煙管路とがガスルーメン6aと連通するように接続されている。したがって、必要に応じて、液体を送水管路とガスルーメン6aとを通じてカテーテル5の先端から放出することができ、また、カテーテル5の先端からガスルーメン6aと排煙管路とを通じて煙を吸引することができる。無論、ガスルーメン6aを通じて送水・排煙することなく、送水管路または排煙管路と接続される別個の送水路または排煙路(ルーメン)をカテーテル5に形成し、送水路または排煙路を通じて液体の送水または煙の吸引を行なうようにしても良い。

【0038】次に、上記構成の内視鏡用高周波凝固装置1Aを用いて出血部位の止血を行なう場合について説明する。内視鏡用高周波凝固装置1Aを用いて広範囲の止血・凝固を行なう場合には、図9に示されるように、Pプレート28を人体4に接触させるとともにカテーテル5の先端を人体4の出血部位に一定の距離をもって対向させた状態で、切換スイッチ113を図7に示される中立位置から図10に示される第1の接続位置へと下側にスライドさせる。これにより、高周波凝固装置1Aは、第1の切片111が第2の電気接点106に接触するとともに第2の切片112が第4の電気接点108に接触するモノポーラモードにセットされる(アルゴン・ビーム・コアギュレータとして機能する)。

【0039】このモノポーラモードでは、人体4に接触して配置されたPプレート28が電線27と切片112とを介して高周波発生装置14に接続されるとともに、ガスルーメン6a内に配置された高周波電極114が切片111を介して高周波発生装置14に接続される。すなわち、高周波発生装置14からの高周波電流を高周波電極114とPプレート28との間で通電し得る状態となる。また、このモノポーラモードでは、切片111, 112の回動動作に同期して弁100が開位置から開位置へと移動される。すなわち、アルゴンガス供給装置13からのアルゴンガスをガス供給管115, 116を通じてカテーテル5側に供給し得る状態となる。

【0040】したがって、このモノポーラモードで、アルゴンガス供給装置13および高周波発生装置14が作動されると、図9に示されるように、アルゴンガス供給装置13からのアルゴンガスがガス供給管115, 116を介してガスルーメン6内に流入してカテーテル5の先端から人体4の出血部位に向けて噴射されるとともに、高周波発生装置14からの高周波電流(凝固電流)が高周波電極114からアルゴンガス31を媒体として

人体4の出血部（ひいてはPプレート28側）へと流れる。すなわち、一度に広範囲の止血が可能となる。

【0041】一方、内視鏡用高周波凝固装置1Aを用いて局所的な止血・凝固を行なう場合には、図11に示されるように、カテーテル5の先端側部分（正確には円筒形電極101、102）を人体4の出血部位に接触させた状態で、切換スイッチ113を図7に示される中立位置から図12に示される第2の接続位置へと上側にスライドさせる。これにより、高周波凝固装置1Aは、第1の切片111が第1の電気接点105に接触するとともに第2の切片112が第3の電気接点107に接触するバイポーラモードにセットされる（バイポーラ・コアギュレータとして機能する）。

【0042】このバイポーラモードでは、高周波電極103、104が切片111、112を介して高周波発生装置14に接続される。すなわち、高周波発生装置14からの高周波電流を円筒形電極101と円筒形電極102との間で通電し得る状態となる。また、このモノポーラモードでは、切片111、112の回動動作に同期して弁100が移動されるが、弁100はガス供給管115、116同士の接続を遮断する閉位置を維持する。すなわち、アルゴンガス供給装置13からのアルゴンガスをガス供給管115、116を通じてカテーテル5側に供給できない状態となる。

【0043】したがって、このバイポーラモードで、高周波発生装置14が作動されると、図11に示されるように、高周波発生装置14からの高周波電流（凝固電流）が電極101（102）から人体4の出血部を介して高周波電極102（101）へと流れる。すなわち、カテーテル5と接触する組織の止血・凝固を局所的に行なうことができる。

【0044】なお、以上説明した各モードによる止血処置中において、出血部位が確認しづらい場合には、送水管路を通じて出血部位に送水して血液を一時的に洗い流すようにする。また、高周波処置中に発生する煙によって視野が妨げられた場合には、排煙管路を通じて煙を体外に吸引排出する。また、カテーテル5の先端側に設けた複数の電極は、バイポーラモードとモノポーラモードとに共通に使用しても良いし、両モード用に別々に設けても良い。

【0045】以上説明したように、本実施形態の内視鏡用高周波凝固装置1Aによれば、第1の実施形態と同様の作用効果を得ることができるとともに、電磁弁を使用せずに済むため、第1の実施形態に比べてコストを安く抑えることができる。

【0046】なお、以上説明してきた技術内容によれば、以下に示すような各種の構成が得られる。

1. 前記不活性ガスを近位端側から遠位端側まで案内できる内腔を持ったカテーテルと、前記カテーテルの先端付近に先端部を配置した高周波電極と、前記高周波電極

に高周波エネルギーを供給できる高周波電源装置と、不活性ガスを前記カテーテル内に供給する不活性ガス供給装置と、を有する内視鏡用高周波凝固装置において、前記高周波電極を少なくとも2つ以上設けたことを特徴とする内視鏡用高周波凝固装置。

【0047】2. 前記高周波電極をバイポーラ電極とモノポーラ電極に切り替えられる切り替え手段を設けたことを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

3. 前記切り替え手段により前記高周波電極がバイポーラ電極として作用する時および中立状態にある時に前記不活性ガスを遮断し、モノポーラ電極として作用する時のみ前記不活性ガスを供給することのできるガス遮断手段を設けたことを特徴とする第2項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

【0048】4. 前記ガス遮断手段が電磁弁であることを特徴とする第3項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

5. 前記ガス遮断手段が前記切り替え手段と連動していることを特徴とする第3項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

6. 前記高周波電極が前記カテーテル内にチュービング成形やインサート成形などにより埋設されているか、あるいは前記カテーテル内に配設した前記高周波電極用のルーメン内に接着固定されることで埋設されていることを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

【0049】7. 前記高周波電極の先端は前記カテーテルの先端付近で露出していることを特徴とする第6項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

8. 前記高周波電極のうちバイポーラ電極として作用する少なくとも2本の電極は前記カテーテル内に埋設され互いに絶縁状態にあって、前記バイポーラ電極の先端が前記カテーテルの先端とほぼ同面か多少出っ張った状態であり、また、モノポーラ電極として作用する少なくとも1本の電極は前記不活性ガスの流入するルーメン内に配置され、前記モノポーラ電極の先端は前記カテーテルの開口部付近に配され、前記モノポーラ電極の手元側には前記ルーメンから前記不活性ガスが漏れるのを防止するガス漏れ防止手段を有していることを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

【0050】9. 前記カテーテルがポリ四フッ化エチレン（PTFE）、四フッ化エチレン、パーフルオロ・アルコキシ・エチレン樹脂（PFA）、四フッ化エチレン六フッ化プロピレン樹脂（FEP）、ポリオレフィン、ポリアミド、塩化ビニール、ラテックス、天然ゴム等の樹脂材料で作られていることを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

10. 前記カテーテルの遠位端の一部がポリ四フッ化エチレン（PTFE）、四フッ化エチレン、パーフルオロ・アルコキシ・エチレン樹脂（PFA）、四フッ化エチレン六フッ化プロピレン樹脂（FEP）、ポリオレフィ

ン、セラミック等の耐熱材料で作られていることを特徴とする第9項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

【0051】11. 前記高周波電極がステンレス、アルミニウム、ニッケル、黄銅、チタニウム、鉄、リン青銅、タングステン、金、銀、銅等の金属線またはこれらの合金で作られていることを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

12. 前記不活性ガスがアルゴンやヘリウムなどの不活性ガスであることを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

13. 送水を行うための送水ルーメンを前記内腔と共通もしくは独立に前記カテーテル内に設けたことを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

【0052】14. 高周波凝固時に発生する煙を排煙するための排煙ルーメンを前記内腔と共通もしくは独立に前記カテーテル内に設けたことを特徴とする第1項に記載の内視鏡用高周波凝固装置。

15. 経内視鏡的に使用でき、生体の処置対象部位に高周波電流を流すことによって処置対象部位を止血・凝固する内視鏡用高周波凝固装置において、経内視鏡的に体内に挿入可能で且つ先端で開口する通孔を有する長尺なカテーテルと、カテーテルの先端側に設けられた複数の電極とを備えた挿入部と、不活性ガスを挿入部の前記通孔内に供給するための不活性ガス供給装置と、電極に高周波電流を供給するための高周波電源装置と、挿入部の前記通孔に対する不活性ガスの供給および電極に対する高周波電流の供給を制御する制御手段とを備えた制御部とを具備し、前記制御部は、前記複数の電極のうちの少なくとも一対の電極間で高周波電流を流すバイポーラモードと、挿入部の通孔内に不活性ガスを流しつつ生体に取り付けられた対極板と前記複数の電極のうちの少なくとも1つの電極との間で高周波電流を流すモノポーラモードとを有していることを特徴とする内視鏡用高周波凝固装置。

【0053】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の内視鏡用高周波凝固装置によれば、局所的な止血・凝固のみなら

ず、一度に広範囲の止血・凝固をも行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の全体構成を概略的に示した図である。

【図2】図1のA方向矢視図である。

【図3】図1の装置のモノポーラモードで止血処置する様子を示す図である。

【図4】図1の装置のモノポーラモードにおける回路の接続状態を示す図である。

【図5】図1の装置のバイポーラモードで止血処置する様子を示す図である。

【図6】図1の装置のバイポーラモードにおける回路の接続状態を示す図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡用高周波凝固装置の全体構成を概略的に示した図である。

【図8】図7のB方向矢視図である。

【図9】図7の装置のモノポーラモードで止血処置する様子を示す図である。

【図10】図7の装置のモノポーラモードにおける回路の接続状態を示す図である。

【図11】図7の装置のバイポーラモードで止血処置する様子を示す図である。

【図12】図7の装置のバイポーラモードにおける回路の接続状態を示す図である。

【図13】図7の装置における電極配置の変形例を示す図である。

【符号の説明】

1, 1A…内視鏡用高周波凝固装置

2…挿入部

3…操作部（制御部）

5…カテーテル

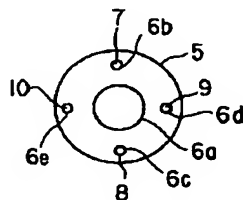
6a…ガスルーメン（通孔）

7, 8, 9, 10, 103, 104, 114…電極

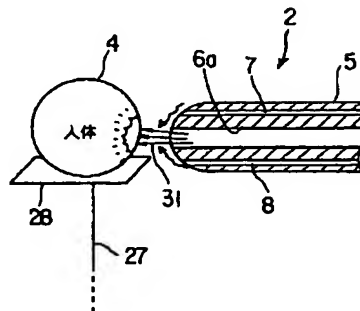
13…アルゴンガス供給装置（不活性ガス供給装置）

14…高周波発生装置（高周波電源装置）

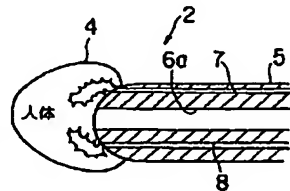
【図2】



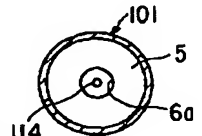
【図3】



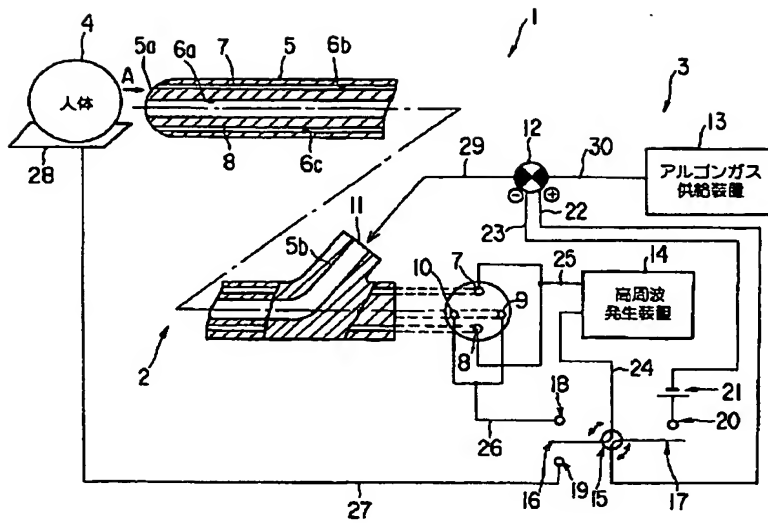
【図5】



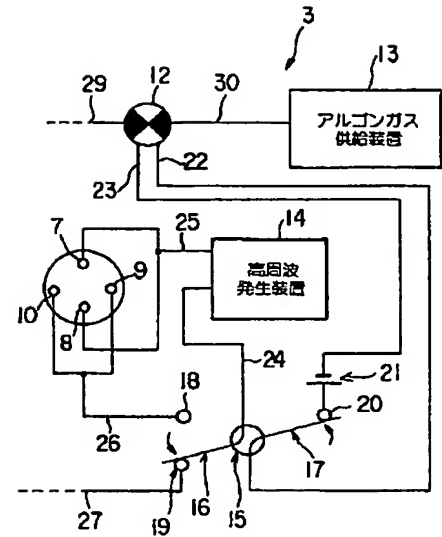
【図8】



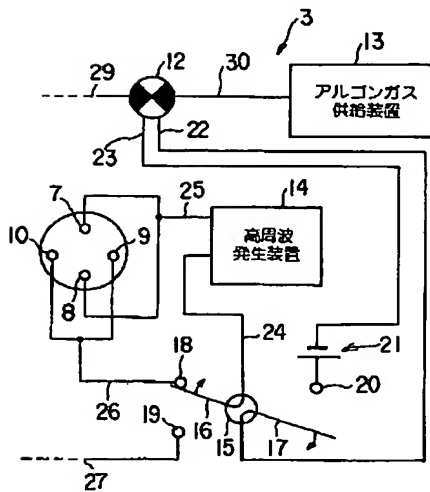
【図1】



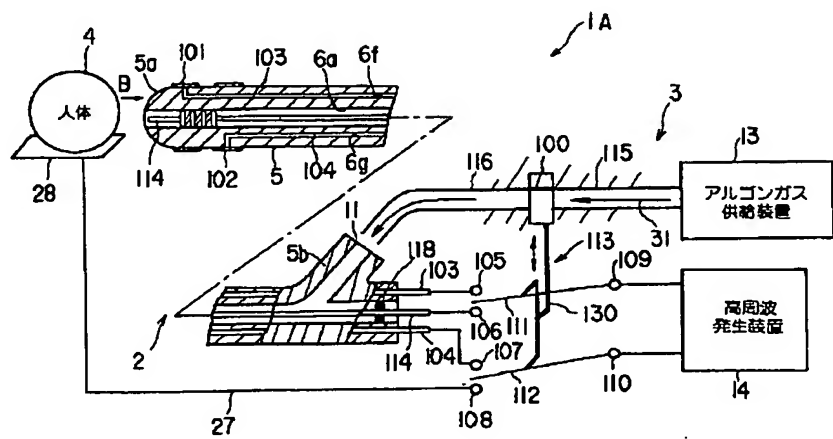
【図4】



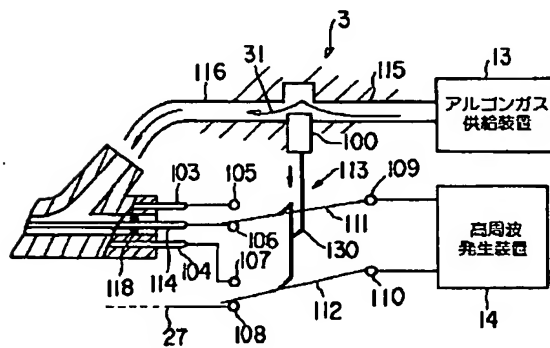
【図6】



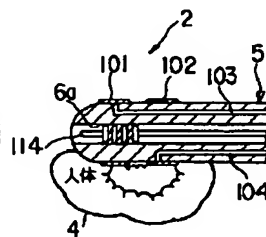
【図7】



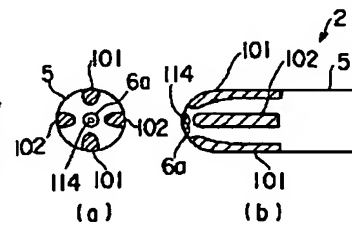
【図10】



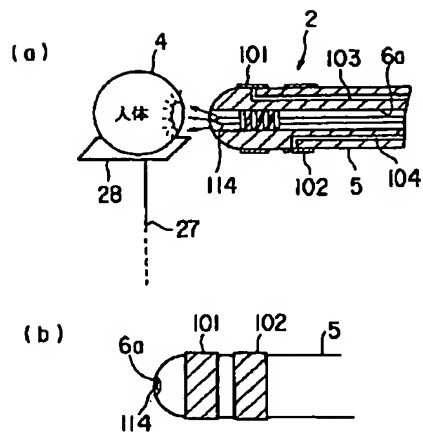
【図11】



【図13】



【図 9】



【図 12】

